





Active noise suppression in hearing-aids

Publication number: EP1499159
Publication date: 2005-01-19
Inventor: CHALUPPER JOSEF (DE); LIPSKI WERNER (DE);
RASS UWE (DE)
Applicant: SIEMENS AUDIOLOGISCHE TECHNIK (DE)
Classification:
- International: **H04R25/00; H04R25/00;** (IPC1-7): H04R25/00
- European: H04R25/00E1
Application number: EP20040009707 20040423
Priority number(s): DE20031032119 20030716

Also published as:

 US6920227 (B2)
 US2005013456 (A1)
 AU2004203048 (A1)
 DE10332119 (B3)

[Report a data error here](#)

Abstract of EP1499159

The device has a second microphone (6) that acquires a second acoustic signal from a first region of a ventilation channel (5) and converts it into a second electrical microphone signal, which is fed to a filter device (7), which outputs an electrical signal to a second receiver (8), which outputs a second acoustic earpiece signal region of the ventilation channel to inhibit an acoustic signal entering a closed ear canal volume from the outside.

Data supplied from the **esp@cenet** database - Worldwide

(12) **EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG**

(43) Veröffentlichungstag:
19.01.2005 Patentblatt 2005/03

(51) Int Cl.7: **H04R 25/00**

(21) Anmeldenummer: **04009707.3**

(22) Anmeldetag: **23.04.2004**

(84) Benannte Vertragsstaaten:
AT BE BG CH CY CZ DE DK EE ES FI FR GB GR
HU IE IT LI LU MC NL PL PT RO SE SI SK TR
Benannte Erstreckungsstaaten:
AL HR LT LV MK

(72) Erfinder:
• **Chalupper, Josef**
85307 Paunzhausen (DE)
• **Lipski, Werner**
21680 Stade (DE)
• **Rass, Uwe**
90480 Nürnberg (DE)

(30) Priorität: **16.07.2003 DE 10332119**

(71) Anmelder: **Siemens Audiologische Technik GmbH**
91058 Erlangen (DE)

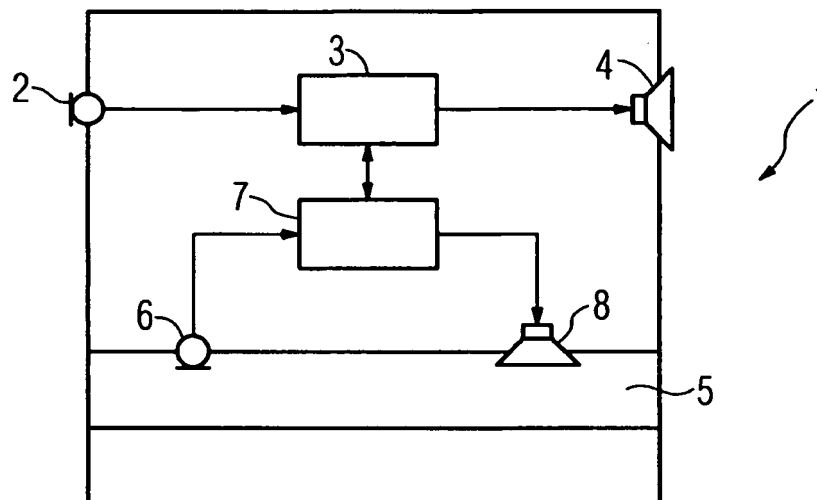
(74) Vertreter: **Berg, Peter, Dipl.-Ing. et al**
European Patent Attorney,
Siemens AG,
Postfach 22 16 34
80506 München (DE)

(54) **Aktive Störgeräuschunterdrückung bei Hörhilfegeräten**

(57) Bei einem im Ohr tragbaren Hörhilfegerät (1, 11, 21) oder einem Hörhilfegerät mit im Ohr tragbarer Otoplastik soll das Eindringen von Direktschall durch einen Ventilationskanal (5, 15, 25) des Hörhilfegerätes bzw. der Otoplastik verhindert werden. Die Erfindung schlägt hierzu vor, mittels eines zweiten Mikrofons (6, 16, 26) in einem ersten Bereich des Ventilationskanals (5, 15, 25) ein akustisches Signal aus dem Ventilationskanal (5, 15, 25) aufzunehmen und in einer Filtereinrichtung (7, 17, 27) bezüglich der Phase derart zu verschieben, dass nach Abgabe des phasenverschobenen Signals in den Ventilationskanal (5, 15, 25) mittels eines zweiten Hörers (8, 18, 28) der Direktschall zumindest weitgehend ausgelöscht wird. Die Erfindung bietet den Vorteil, dass dadurch eine Vergrößerung des Querschnitts des Ventilationskanals (5, 15, 25), ja sogar eine offene Versorgung, ermöglicht wird, ohne dass störender Direktschall in den Gehörgang des Hörgeräteträgers gelangt.

tung (7, 17, 27) bezüglich der Phase derart zu verschieben, dass nach Abgabe des phasenverschobenen Signals in den Ventilationskanal (5, 15, 25) mittels eines zweiten Hörers (8, 18, 28) der Direktschall zumindest weitgehend ausgelöscht wird. Die Erfindung bietet den Vorteil, dass dadurch eine Vergrößerung des Querschnitts des Ventilationskanals (5, 15, 25), ja sogar eine offene Versorgung, ermöglicht wird, ohne dass störender Direktschall in den Gehörgang des Hörgeräteträgers gelangt.

FIG 1



Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein im Ohr tragbares Hörhilfegerät oder Hörhilfegerät mit im Ohr tragbarer Otoplastik, das wenigstens ein erstes Mikrofon zur Aufnahme eines ersten akustischen Signals und Abgabe eines ersten elektrischen Mikrofonsignals, eine Signalverarbeitungseinheit, einen ersten Hörer zur Abgabe eines ersten Hörersignals und einen Ventilationskanal umfasst, durch den die Belüftung des bei getragener Hörhilfegerät bzw. bei getragener Otoplastik durch das Hörhilfegerät oder die Otoplastik eingeschlossenen Gehörgangsvolumens erfolgt.

[0002] Bei einem im Ohr tragbaren Hörhilfegerät oder einem Hörhilfegerät mit im Ohr tragbarer Otoplastik wird durch das Gehäuse des Hörhilfegerätes bzw. die Otoplastik der äußere Gehörgang eines Ohres weitgehend schalldicht verschlossen. Üblicherweise ist das Gehäuse des im Ohr tragbaren Hörhilfegerätes bzw. die im Ohr tragbare Otoplastik von einem Ventilationskanal durchzogen, der zur Be- und Entlüftung des verschlossenen Abschnittes des äußeren Gehörganges dient. Die Querschnittsfläche dieses Ventilationskanals muss in der Regel verhältnismäßig klein gehalten werden, um akustische Störsignale, die unter Umgehung der elektrischen Signalverarbeitung durch das Hörhilfegerät den Ventilationskanal passieren, weitgehend zu vermeiden. Ein großer Durchmesser hat jedoch den Vorteil einer besseren Belüftung und eines geringeren Okklusions-effektes. Allerdings gelangt durch einen Ventilationskanal mit einem großen Querschnitt ein signifikanter tieffrequenter Direktschallanteil in das durch das Hörhilfegerät bzw. die Otoplastik eingeschlossene Gehörgangsvolumen. Je größer der Querschnitt des Ventilationskanals ist, desto höher liegt auch die Grenzfrequenz, unterhalb der ein merklicher Direktschall in den Ohrkanal einfällt.

[0003] Der Ventilationskanal stellt einen akustischen Bypass zu dem elektrischen Signalpfad durch das Hörhilfegerät dar. Störsignale, welche meist einen großen Anteil bei tiefen Frequenzen haben, können deshalb durch die elektrische Signalverarbeitung im Hörhilfegerät nicht mehr gedämpft werden. Zur Vermeidung dieses Effekts wird der Querschnitt des Ventilationskanals so klein wie möglich ausgeführt. Dadurch kann jedoch häufig die ausreichende Be- und Entlüftung des eingeschlossenen Gehörgangsvolumens nicht mehr gewährleistet werden.

[0004] Aus der DE 40 10 372 A1 ist ein Hörgerät mit einem in den äußeren Gehörgang eines Ohres einsetzbaren Ohrpassstück mit einem Ventilationskanal bekannt, bei dem ein akustisches Eingangssignal von einem ersten Mikrofon aufgenommen und in ein elektrisches Mikrofonsignal gewandelt, in einer Signalverarbeitungseinheit einer Signalverarbeitung unterzogen und durch einen ersten Hörer in ein akustisches Signal zurückgewandelt und in den Gehörgang des Hörgeräträgers abgegeben wird. Bei dem bekannten Hörgerät

befinden sich in dem Ventilationskanal ein zweites Mikrofon und ein zweiter Hörer, wobei von dem ersten Hörer erzeugte Schallwellen durch das zweite Mikrofon aufgenommen, phasengedreht und von dem zweiten Hörer wieder abgegeben werden, so dass aus dem eingeschlossenen Gehörgangsvolumen durch den Ventilationskanal nach außen dringende Schallwellen des ersten Hörers weitgehend unterdrückt werden.

[0005] Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es, dem Gehör eines Hörgeräträgers unter Umgehung der elektrischen Signalverarbeitung durch das Hörhilfegerät zugeführten Direktschall zu vermeiden.

[0006] Diese Aufgabe wird bei einem im Ohr tragbaren Hörhilfegerät oder Hörhilfegerät mit im Ohr tragbarer Otoplastik, das wenigstens ein erstes Mikrofon zur Aufnahme eines ersten akustischen Signals und Abgabe eines ersten elektrischen Mikrofonsignals, eine Signalverarbeitungseinheit, einen ersten Hörer zur Abgabe eines ersten Hörersignals und einen Ventilationskanal umfasst, durch den die Belüftung des bei getragener Hörhilfegerät bzw. bei getragener Otoplastik durch das Hörhilfegerät oder die Otoplastik eingeschlossenen Gehörgangsvolumens erfolgt, dadurch gelöst, dass ein zweites Mikrofon aus einem ersten Bereich des Ventilationskanals ein zweites akustisches Signal aufnimmt und in ein zweites elektrisches Mikrofonsignal wandelt, wobei das zweite elektrische Mikrofonsignal einer Filtereinrichtung zugeführt ist, wobei die Filtereinrichtung ein elektrisches Signal an einen zweiten Hörer abgibt und wobei der zweite Hörer in einen gegenüber dem ersten Bereich näher zum eingeschlossenen Gehörgangsvolumen liegenden zweiten Bereich des Ventilationskanals ein zweites akustisches Hörersignal abgibt, welches ein von außen durch den Ventilationskanal in das eingeschlossene Gehörgangsvolumen eindringendes akustisches Signal zumindest weitgehend unterdrückt.

[0007] Die Erfindung bietet den Vorteil, dass selbst bei einem verhältnismäßig großen Querschnitt des Ventilationskanals von außen durch den Ventilationskanal in den Gehörgang einfallender Direktschall weitgehend vermieden wird.

[0008] Bei einem Hörhilfegerät gemäß der Erfindung wird unter Berücksichtigung des Abstandes zwischen dem zweiten Mikrofon und dem zweiten Hörer sowie der Schallausbreitungsgeschwindigkeit in Luft ein akustisches Signal in dem Ventilationskanal erzeugt, welches im Bereich der Signalabgabe in den Ventilationskanal durch den zweiten Hörer gegenphasig zu dem von außen in den Ventilationskanal eindringenden akustischen Signal ist und dieses somit zumindest weitgehend auslöscht.

[0009] Da der durch den Ventilationskanal eindringende Direktschall insbesondere bei tiefen Frequenzen ein Problem darstellt, sieht eine Ausführungsform der Erfindung vor, den durch den Ventilationskanal eindringenden Direktschall lediglich im Bereich tiefer Frequenzen auszulöschen. Dies kann z.B. dadurch erfolgen, dass durch den zweiten Hörer lediglich ein tieffrequen-

tes akustisches Hörsignal abgegeben wird.

[0010] Die Laufzeitverzögerung, Phasendrehung und ggf. Dämpfung des von dem zweiten Mikrofon aufgenommenen akustischen Signals erfolgt in einer Filtereinrichtung des Hörhilfegerätes. Diese kann in digitaler Schaltungstechnik ausgeführt sein. Alternativ kann die Phasendrehung auch mittels einer in Analogtechnik realisierten Schaltung erfolgen. Insbesondere können bei analoger Schaltungstechnik die notwendigerweise kurzen Durchlaufzeiten von dem zweiten Mikrofon zum zweiten Hörer besonders einfach realisiert werden. Zusätzliche A/D- bzw. D/A-Umsetzer erübrigen sich.

[0011] Eine Weiterbildung der Erfindung sieht ein drittes Mikrofon vor, das aus einem gegenüber dem zweiten Bereich näher zum eingeschlossenen Gehörgangsvolumen liegenden dritten Bereich des Ventilationskanals ein drittes akustisches Signal aufnimmt und in ein drittes elektrisches Mikrofonsignal wandelt, wobei auch das dritte elektrische Mikrofonsignal der Filtereinrichtung zugeführt ist. In der Filtereinrichtung wird ein elektrisches Signal zur Ansteuerung des zweiten Hörers erzeugt, der dieses Signal in ein akustisches Signal wandelt und in den Ventilationskanal abgibt, so dass ein aus dem eingeschlossenen Gehörgangsvolumen nach außen dringendes akustisches Signal zumindest weitgehend unterdrückt wird. Diese Weiterbildung bietet den Vorteil, dass neben dem akustischen Bypass durch den Ventilationskanal auch Rückkopplungen unterdrückt werden, die dadurch entstehen, dass ein akustisches Signal von dem ersten Hörer in den Gehörgang abgegeben wird und durch den Ventilationskanal erneut zum ersten Mikrofon gelangt und von diesem als akustisches Eingangssignal erfasst wird.

[0012] Eine alternative Ausführungsform zu der zuletzt genannten Weiterbildung sieht anstatt eines weiteren Mikrofons einen dritten Hörer vor, der ein drittes Hörsignal in einen gegenüber dem zweiten Bereich, in dem die Schallaufnahme durch das zweite Mikrofon erfolgt, weiter entfernt gegenüber dem eingeschlossenen Gehörgangsvolumen liegenden dritten Bereich des Ventilationskanals ein drittes akustisches Hörsignal abgibt, welches ebenfalls ein aus dem eingeschlossenen Gehörgangsvolumen nach außen dringendes akustisches Signal zumindest weitgehend unterdrückt.

[0013] Den beiden zuletzt genannten Weiterbildungsmöglichkeiten ist gemeinsam, dass ein akustisches Signal durch den Ventilationskanal, das unterdrückt werden soll, in Ausbreitungsrichtung dieses Signals zunächst von einem Mikrofon aufgenommen und in einer Filtereinrichtung phasengedreht wird, bevor ein in Ausbreitungsrichtung des akustischen Signals hinter dem Mikrofon angeordneter Hörer das so gefilterte Signal in den Ventilationskanal abgibt.

[0014] Eine Ausführungsform der Erfindung sieht vor, dass das zweite Mikrofon und der zweite Hörer zumindest teilweise in dem Ventilationskanal angeordnet sind. Dabei ist es auch möglich, dass sich der Querschnitt des Ventilationskanals im Bereich des Mikrofons bzw. des

Hörers vergrößert. Ferner kann das zweite Mikrofon bzw. der zweite Hörer direkt an der Wand des Ventilationskanals angeordnet sein, so dass lediglich deren Schalleintritts- bzw. Schallaustrittsöffnung in den Ventilationskanal ragt.

[0015] Eine weitere Alternative sieht Schallkanäle zwischen dem Mikrofon bzw. dem Hörer und dem Ventilationskanal vor. Diese Ausführungsform erleichtert zwar die Anordnung des Mikrofons bzw. des Hörers in dem Hörhilfegerät bzw. in der Otoplastik, allerdings müssen dann auch die Laufzeiten der akustischen Signale durch diese Schallkanäle bei der Filterung berücksichtigt werden.

[0016] Insgesamt kann durch die Erfindung der Direktschallanteil im Ohrkanal bei gleichem Querschnitt des Ventilationskanals erheblich reduziert werden oder es ist ein größerer Querschnitt des Ventilationskanals möglich, ohne dass hierdurch ein Verlust der Wirkung einer Störgeräuschunterdrückung bei tiefen Frequenzen durch die elektrische Signalverarbeitung durch das Hörhilfegerät auftritt.

[0017] Die Erfindung wird nachfolgend anhand von Ausführungsbeispielen näher erläutert. Es zeigen:

Figur 1 ein in dem Ohr tragbares Hörhilfegerät mit einem Ventilationskanal, in dem ein zweites Mikrofon und ein zweiter Hörer angeordnet sind,

Figur 2 ein in dem Ohr tragbares Hörhilfegerät mit zwei Mikrofonen und einem Hörer in dem Ventilationskanal und

Figur 3 ein Hörhilfegerät mit einem Mikrofon und zwei Hörern in dem Ventilationskanal.

[0018] Figur 1 zeigt ein vereinfachtes Blockschaltbild für ein Hörhilfegerät 1 mit einem Mikrofon 2 zur Aufnahme eines akustischen Eingangssignals und Wandlung in ein elektrisches Mikrofonsignal. Das elektrische Mikrofonsignal ist einer Signalverarbeitungseinheit 3 zugeführt, in der die Signalverarbeitung und frequenzabhängige Verstärkung zum Ausgleich des individuellen Hörverlustes eines Hörgeräteträgers erfolgt. Das verarbeitete elektrische Signal ist schließlich einem Hörer 4 zugeführt, der das elektrische Signal in ein akustisches Signal wandelt und in einen Gehörgang des Hörgeräteträgers abgibt.

[0019] Zur Belüftung des von dem Hörhilfegerät 1 eingeschlossenen Gehörgangsvolumens ist ein Ventilationskanal 5 vorhanden. Das Hörhilfegerät 1 gemäß der Erfindung weist ferner ein zweites Mikrofon 6 auf, welches in einem ersten Bereich des Ventilationskanals 5 ein akustisches Signal aufnimmt, in ein elektrisches Signal wandelt und einer Filtereinrichtung 7 zuführt. Aus der Filtereinrichtung 7 geht ein elektrisches Signal hervor, das über einen zweiten Hörer 8 in ein akustisches Signal gewandelt und in den Ventilationskanal 5 abgegeben wird. Gemäß der Erfindung sind das zweite Mi-

krofon 6 und der zweite Hörer 8 derart nebeneinander in dem Ventilationskanal 5 angeordnet, dass das zweite Mikrofon 6 bei getragener Hörhilfe 1 näher an der dem Kopf des Höreräteträgers abgewandten Seite des Ventilationskanals 5 und der zweite Hörer 8 näher zum gegenüberliegenden, dem Kopf des Höreräteträgers zugewandten Ende des Ventilationskanals 5 liegt. Von außen durch den Ventilationskanal in den Gehörgang dringender Direktschall wird daher zunächst von dem zweiten Mikrofon 6 erfasst und unter Berücksichtigung der Laufzeit des akustischen Signals zwischen dem zweiten Mikrofon 6 und dem zweiten Hörer 8 durch die Filtereinrichtung 7 derart phasenverschoben, dass durch Abgabe dieses phasenverschobenen Signals mittels des zweiten Hörers 8 eine Auslöschung des Direktschalls in dem Ventilationskanal 5 erfolgt.

[0020] Die Erfindung bietet den Vorteil, dass der akustische Bypass, den der Ventilationskanal 5 gegenüber dem elektrischen Signalpfad durch das Hörhilfegerät 1, ausgehend von dem Mikrofon 2 über die Signalverarbeitungseinheit 3 und den Hörer 4, darstellt, beseitigt wird. Dadurch ist es möglich, dass der Querschnitt des Ventilationskanals 5 bis hin zu einer offenen Versorgung vergrößert werden kann.

[0021] Bei einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung besteht eine elektrische Verbindung zur Signalübertragung zwischen der Signalverarbeitungseinheit 3 und der Filtereinrichtung 7, so dass die aktive Störschallunterdrückung gemäß der Erfindung beispielsweise nur dann aktiv ist, wenn bei der Signalverarbeitungseinheit 3 ein bestimmtes Hörprogramm eingestellt ist. Weiterhin kann die aktive Störschallunterdrückung gemäß der Erfindung auch in Abhängigkeit von der augenblicklichen akustischen Umgebungssituation erfolgen, z.B. derart, dass diese nur dann durchgeführt wird, wenn das von dem Mikrofon 2 aufgenommene akustische Eingangssignal einen bestimmten Signalpegel übersteigt.

[0022] Eine Weiterbildung der Erfindung ist in Figur 2 dargestellt. Auch dabei erfolgt bei einem Hörhilfegerät 11 die Aufnahme eines akustischen Eingangssignals über ein erstes Mikrofon 12, eine Signalverarbeitung durch eine Signalverarbeitungseinheit 13 und schließlich die Abgabe eines akustischen Ausgangssignals in den Gehörgang eines Hörhilfegeräteträgers über einen ersten Hörer 14. Auch das Hörhilfegerät 11 weist einen Ventilationskanal 15 auf, aus dem mittels eines zweiten Mikrofons 16 ein akustisches Signal aufgenommen, in ein elektrisches Signal gewandelt und einer Filtereinrichtung 17 zugeführt wird. Das in der Filtereinrichtung 17 phasengedrehte Signal wird über einen zweiten Hörer 18 in den Ventilationskanal 15 abgegeben, wobei auch hierbei der zweite Hörer 18 gegenüber dem zweiten Mikrofon 16 näher bei dem dem Kopf zugewandten Ende des Ventilationskanals 15 angeordnet ist. Im Unterschied zum vorhergehenden Ausführungsbeispiel umfasst das Hörhilfegerät 11 ferner ein

Signal aufnimmt und in ein drittes elektrisches Mikrofonsignal wandelt, das ebenso wie das zweite elektrische Mikrofonsignal des zweiten Mikrofons 16 der Filtereinrichtung 17 zugeführt ist. Auch für das Mikrofon-Hörer-Paar 19, 18 wird durch die Filtereinrichtung 17 eine Phasendrehung durchgeführt, so dass ein von dem ersten Hörer 14 ausgehendes und durch den Ventilationskanal 15 nach außen laufendes akustisches Signal im Bereich des zweiten Hörers 18 ausgelöscht wird.

[0023] Diese Weiterentwicklung bietet den Vorteil, dass eine völlige Auslöschung aller den Ventilationskanal 15 passierenden akustischen Signale erfolgen kann. Zusätzlich zu den bereits genannten Vorteilen werden damit bei dem Hörhilfegerät 11 auch Rückkopplungen weitgehend vermieden.

[0024] Figur 3 zeigt eine Alternative zu dem Ausführungsbeispiel gemäß Figur 2. Auch bei diesem Ausführungsbeispiel wird bei einem Hörhilfegerät 21 von einem Mikrofon 22 ein akustisches Eingangssignal aufgenommen, in ein elektrisches Mikrofonsignal gewandelt und einer Signalverarbeitungseinheit 23 zugeführt. Das verarbeitete Signal wird von einem Hörer 24 in ein akustisches Signal gewandelt und in den Gehörgang des Höreräteträgers abgegeben. Auch bei dem Ausführungsbeispiel gemäß Figur 3 passiert ein von außen durch einen Ventilationskanal 25 in den Gehörgang gelangendes akustisches Signal zunächst ein zweites Mikrofon 26 und anschließend einen zweiten Hörer 28. In einer Filtereinrichtung 27 wird das von dem zweiten Mikrofon 26 aufgenommene und in ein elektrisches Mikrofonsignal gewandelte akustische Signal phasenverzögert, so dass im Bereich der Schallabgabe durch den zweiten Hörer 28 zumindest im Wesentlichen eine Auslöschung des von außen in den Gehörgang eindringenden Schallsignals erfolgt. Weiterhin wird von dem zweiten Mikrofon 26 auch ein akustisches Signal erfasst, das von dem ersten Hörer 24 in das eingeschlossene Gehörgangsvolumen abgegeben und durch den Ventilationskanal 25 nach außen geleitet wird. Auch bei dem daraus hervorgehenden zweiten Mikrofonsignal erfolgt durch die Filtereinrichtung 27 eine Phasenverschiebung, so dass im Bereich eines dritten Hörers 28 eine Auslöschung des durch den Ventilationskanal 25 nach außen geleiteten akustischen Signals erfolgt. Auch diese Ausführungsform bietet den Vorteil, dass mit einer sehr kurzen Reaktionszeit sowohl ein von außen nach innen als auch ein von innen nach außen durch den Ventilationskanal 25 laufendes akustisches Signal unterdrückt werden kann.

[0025] Zusammenfassend soll bei einem im Ohr tragbaren Hörhilfegerät oder einem Hörhilfegerät mit im Ohr tragbarer Otoplastik das Eindringen von Direktschall durch einen Ventilationskanal 5, 15, 25 des Hörhilfegerätes bzw. der Otoplastik verhindert werden. Die Erfindung schlägt hierzu vor, mittels eines zweiten Mikrofons 6, 16, 26 in einem ersten Bereich des Ventilationskanals 5, 15, 25 ein akustisches Signal aus dem Ventilationskanal 5, 15, 25 aufzunehmen und in einer Filtereinrichtung

tung 7, 17, 27 bezüglich der Phase derart zu verschieben, dass nach Abgabe des phasenverschobenen Signals in den Ventilationskanal 5, 15, 25 mittels eines zweiten Hörers 8, 18, 28 der Direktschall zumindest weitgehend ausgelöscht wird. Die Erfindung bietet den Vorteil, dass dadurch eine Vergrößerung des Querschnitts des Ventilationskanals 5, 15, 25, ja sogar eine offene Versorgung ermöglicht wird, ohne dass störender Direktschall in den Gehörgang des Hörgeräteträgers gelangt.

Patentansprüche

1. Im Ohr tragbares Hörhilfegerät (1, 11, 21) oder Hörhilfegerät mit im Ohr tragbarer Otoplastik, das wenigstens ein erstes Mikrofon (2, 12, 22) zur Aufnahme eines ersten akustischen Signals und Abgabe eines ersten elektrischen Mikrofonsignals, eine Signalverarbeitungseinheit (3, 13, 23), einen ersten Hörer (4, 14, 24) zur Abgabe eines ersten Hörsignals und einen Ventilationskanal (5, 15, 25) umfasst, durch den die Belüftung des bei getragenen Hörhilfegerät (1, 11, 21) bzw. bei getragener Otoplastik durch das Hörhilfegerät oder die Otoplastik eingeschlossenen Gehörgangsvolumens erfolgt, **dadurch gekennzeichnet, dass** ein zweites Mikrofon (6, 16, 26) aus einem ersten Bereich des Ventilationskanals ein zweites akustisches Signal aufnimmt und in ein zweites elektrisches Mikrofonsignal wandelt, wobei das zweite elektrische Mikrofonsignal einer Filtereinrichtung (7, 17, 27) zugeführt ist, wobei die Filtereinrichtung (7, 17, 27) ein elektrisches Signal an einen zweiten Hörer (8, 18, 28) abgibt und wobei der zweite Hörer (8, 18, 28) in einen gegenüber dem ersten Bereich näher zum eingeschlossenen Gehörgangsvolumen liegenden zweiten Bereich des Ventilationskanals (5, 15, 25) ein zweites akustisches Hörsignal abgibt, welches ein von außen durch den Ventilationskanal (5, 15, 25) in das eingeschlossene Gehörgangsvolumen eindringendes akustisches Signal zumindest weitgehend unterdrückt.
2. Im Ohr tragbares Hörhilfegerät (1, 11, 21) oder Hörhilfegerät mit im Ohr tragbarer Otoplastik nach Anspruch 1, **gekennzeichnet durch** ein drittes Mikrofon (19), das aus einem gegenüber dem zweiten Bereich näher zum eingeschlossenen Gehörgangsvolumen liegenden Bereich des Ventilationskanals (15) ein drittes akustisches Signal aufnimmt und in ein drittes elektrisches Mikrofonsignal wandelt, wobei das dritte elektrische Mikrofonsignal der Filtereinrichtung (17) zugeführt ist und wobei die Filtereinrichtung (17) ein elektrisches Signal an den zweiten Hörer (18) abgibt, welches ein aus dem eingeschlossenen Gehörgangsvolumen nach außen dringendes akustisches Signal zumindest weitge-

hend unterdrückt.

3. Im Ohr tragbares Hörhilfegerät (1, 11, 21) oder Hörhilfegerät mit im Ohr tragbarer Otoplastik nach Anspruch 1, **gekennzeichnet durch** einen dritten Hörer (29), der ein drittes Hörsignal in einen gegenüber dem zweiten Bereich weiter entfernt zum eingeschlossenen Gehörgangsvolumen liegenden Bereich des Ventilationskanals (25) ein drittes akustisches Hörsignal abgibt, welches ein aus dem eingeschlossenen Gehörgangsvolumen nach außen dringendes akustisches Signal zumindest weitgehend unterdrückt.
4. Im Ohr tragbares Hörhilfegerät (1, 11, 21) oder Hörhilfegerät mit im Ohr tragbarer Otoplastik nach einem der Ansprüche 1 bis 3, **dadurch gekennzeichnet, dass** das zweite Mikrofon (6, 16, 26) zumindest teilweise in dem Ventilationskanal (5, 15, 25) angeordnet ist.
5. Im Ohr tragbares Hörhilfegerät (1, 11, 21) oder Hörhilfegerät mit im Ohr tragbarer Otoplastik nach einem der Ansprüche 1 bis 4, **dadurch gekennzeichnet, dass** der zweite Hörer (8, 18, 28) zumindest teilweise in dem Ventilationskanal (5, 15, 25) angeordnet ist.
6. Im Ohr tragbares Hörhilfegerät (1, 11, 21) oder Hörhilfegerät mit im Ohr tragbarer Otoplastik nach einem der Ansprüche 1 bis 5, **dadurch gekennzeichnet, dass** das dritte Mikrofon (19) zumindest teilweise in dem Ventilationskanal (5, 15, 25) angeordnet ist.
7. Im Ohr tragbares Hörhilfegerät (1, 11, 21) oder Hörhilfegerät mit im Ohr tragbarer Otoplastik nach einem der Ansprüche 1 bis 6, **dadurch gekennzeichnet, dass** der dritte Hörer (29) zumindest teilweise in dem Ventilationskanal (5, 15, 25) angeordnet ist.
8. Im Ohr tragbares Hörhilfegerät (1, 11, 21) oder Hörhilfegerät mit im Ohr tragbarer Otoplastik nach einem der Ansprüche 1 bis 3, **dadurch gekennzeichnet, dass** das zweite Mikrofon (6, 16, 26) über einen Schallkanal mit dem Ventilationskanal verbunden ist.
9. Im Ohr tragbares Hörhilfegerät (1, 11, 21) oder Hörhilfegerät mit im Ohr tragbarer Otoplastik nach einem der Ansprüche 1 bis 3 oder nach Anspruch 8, **dadurch gekennzeichnet, dass** der zweite Hörer (8, 18, 28) über einen Schallkanal mit dem Ventilationskanal verbunden ist.
10. Im Ohr tragbares Hörhilfegerät (1, 11, 21) oder Hörhilfegerät mit im Ohr tragbarer Otoplastik nach einem der Ansprüche 1 bis 3 oder nach Anspruch 8

oder 9, **dadurch gekennzeichnet, dass** das dritte Mikrofon (19) über einen Schallkanal mit dem Ventilationskanal verbunden ist.

11. Im Ohr tragbares Hörhilfegerät (1, 11, 21) oder Hörhilfegerät mit im Ohr tragbarer Otoplastik nach einem der Ansprüche 1 bis 3 oder nach einem der Ansprüche 8 bis 10, **dadurch gekennzeichnet, dass** der dritte Hörer (29) über einen Schallkanal mit dem Ventilationskanal verbunden ist. 5 10
12. Im Ohr tragbares Hörhilfegerät (1, 11, 21) oder Hörhilfegerät mit im Ohr tragbarer Otoplastik nach einem der Ansprüche 1 bis 11, **dadurch gekennzeichnet, dass** bei dem Hörhilfegerät (1, 11, 21) mehrere Hörprogramme zur Anpassung der Signalverarbeitung im Hörhilfegerät (1, 11, 21) an unterschiedliche Umgebungssituationen einstellbar sind und die Unterdrückung eines den Ventilationskanal durchlaufenden akustischen Signals in Abhängigkeit des eingestellten Hörprogramms erfolgt. 15 20

25

30

35

40

45

50

55

FIG 1

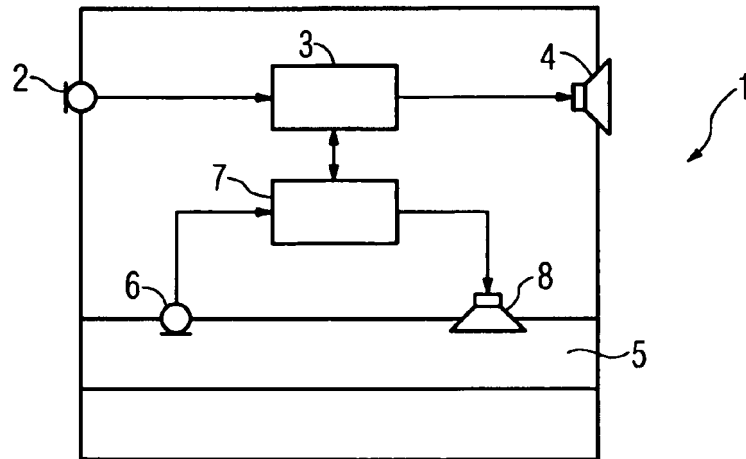


FIG 2

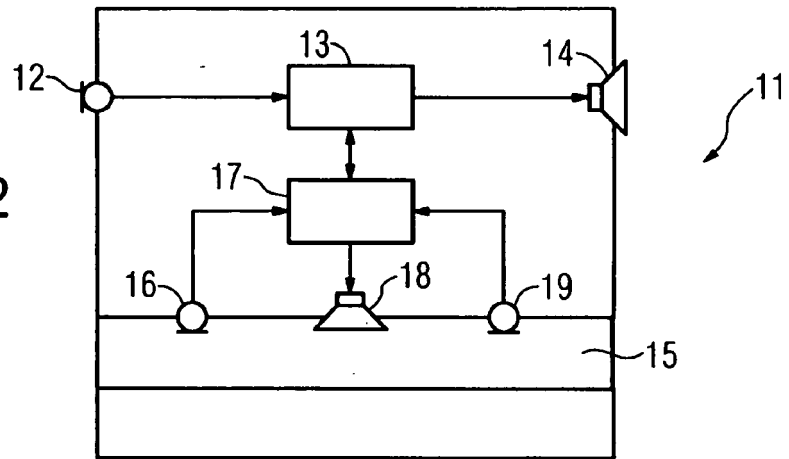


FIG 3

